

Aus der Universitäts-Frauenklinik Erlangen
(Vorstand: Prof. Dr. med. R. Dyroff)

**Ein Beitrag zur Frage der Ermittlung der individuellen Dosis
an bestimmten Beckenpunkten bei gynäkologischer Radium-
behandlung auf Grund zweier Aufnahmen in a-p-Richtung aus
verschiedenen Fokusdistanzen**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität zu Erlangen

Vorgelegt von

Susanne Wenzel

aus Aussig/Elbe

1957

Aus „Strahlentherapie“ Bd. 107 (1958) Heft 4 S. 580–596

Gedruckt mit Erlaubnis der Hohen Medizinischen Fakultät

Tag der mündlichen Prüfung: 18. 4. 1957

Referent: Prof. Dr. med. *Rudolf Dyroff*

Dekan: Prof. Dr. med. *Carl Korth*



Zur Erzielung eines bestmöglichen therapeutischen Erfolges bei der kombinierten Radium-Röntgen-Behandlung zervikaler Karzinome ist eine sorgfältige Aufstellung eines Behandlungsplanes Grundvoraussetzung. Da die Höhe der verabreichten Gesamtdosis und die den Heilerfolg mindernden Läsionen des gesunden Gewebes miteinander konkurrieren, muß u. a. die parametranne Dosis eng begrenzt werden. Diese Bedingung ist für den individuellen Einzelfall nur zu erfüllen, wenn die genaue Lage des Radiumträgers im kleinen Becken und die Gammastrahlendosis an der gewünschten Stelle, z. B. an der Beckenwand, bekannt sind.

Die gestellte Aufgabe läßt sich somit in zwei Abschnitte gliedern:

1. Die Ermittlung von Größen, die die räumliche Lage des Radiumträgers in bezug auf die Beckenwand charakterisieren, und
2. die Kombination dieser Größen mit der als bekannt vorausgesetzten Isodosenverteilung um den Träger zur Bestimmung der Dosis an dem in Frage stehenden Punkt.

Die große Zahl der Arbeiten, welche sich mit den beiden Seiten dieses Problems befassen, zeigt, wie schwierig die Aufgabe ist. Viele vorgeschlagene Methoden befriedigen nicht restlos, weil entweder im Laufe der Auswertung der Röntgenaufnahmen für wichtige Größen oft eine mehr oder weniger grobe Annäherung eingesetzt oder z. B. räumliche Modelle hergestellt werden müssen, oder weil bei den nötigen umfangreichen Berechnungen allzu leicht Fehler gemacht werden können. Mit der Wahl des anzuwendenden Verfahrens wird aber von vornherein festgelegt, für welche Größen exakte Werte ermittelt werden können bzw. was von der betreffenden Methode erwartet werden kann.

Die Bestimmung der räumlichen Lage des Trägers läßt sich prinzipiell auf die Ermittlung der Abstände zweier oder mehrerer Punkte zurückführen. Die Verwendung nur

* Herrn Prof. Dr. R. Dyroff zum 65. Geburtstag gewidmet.

einer Aufnahme, auf der ein Vergleichsmaßstab (Beckenzirkel) mitabgebildet oder nachträglich ein Meßraster [35] einkopiert wird, scheidet hier aus, da nur Längen in der Ebene des Maßstabes verglichen werden können; es sind grundsätzlich zwei Aufnahmen erforderlich.

Stereoskopische Aufnahmen bei gleicher Film-Fokus-Distanz, aber seitlicher Verschiebung der Röhre gestatten — ohne zusätzliche Hilfsmarkierungen — zunächst nur die Ermittlung der *Tiefenlage* abgebildeter Punkte. Der Röntgentiefenmesser von *Fürstenau* [15] war für bestimmte konstante Aufnahmebedingungen gebaut und erlaubte eine schnelle optische Auswertung der Bilder. Ebenso leistete die von *Hasselwander* [18] und *Trendelenburg* [38] während des ersten Weltkrieges entwickelte Stereoröntgenogrammetrie ausgezeichnete Dienste bei der Lokalisation von Fremdkörpern. Welch hoher Wert der Betrachtung und Messung stereoskopischer Seitenaufnahmen in der Geburtshilfe beizumessen ist, kommt am besten in folgenden, 1928 geschriebenen Worten *Dyroffs* zum Ausdruck: „Man sieht plastisch mit aller Deutlichkeit, wie sich die Schädelkapsel des Kindes in den zur Verfügung stehenden Raum einpaßt oder wieviel an dieser Einpassungsmöglichkeit fehlt, und kann diesen räumlichen Schaeueindruck zahlenmäßig ausdrücken. Die Raumdarstellung deckt unregelmäßige Beckenveränderungen auf, die bei den Einzelaufnahmen nicht hervortreten.“ Auch in späteren Jahren hat er immer wieder auf die Vorteile dieses Verfahrens für die Geburtshilfe hingewiesen [11 a]. Ferner verwendete *Dyroff* [11, 39] das *Hasselwandersche* Auswertegerät u. a. dazu, die räumliche Lage des Ovars zu ermitteln, und konnte dabei zeigen, daß die Tiefenlage der Ovarien beträchtlichen Schwankungen unterworfen ist, die sowohl individuell als auch physiologisch oder pathologisch bedingt sein können. Dieselbe Methode wurde auch später, z. B. von *Moloy, Caldwell* u. a. [29, 8, 10], angewandt und modifiziert.

Zur Auswertung von Stereoaufnahmen wurden weitere Geräte (z. B. von *Clifford* [10]) entwickelt, in denen die beiden Bilder unter Rekonstruktion der Aufnahmebedingungen eingespannt und der Strahlengang mittels Fäden oder Lichtstrahlen sichtbar gemacht werden. Der Kreuzungspunkt zweier Fäden, die vom jeweiligen Fokus zu korrespondierenden Projektionspunkten führen, zeigt die räumliche Lage des abgebildeten Punktes an, und der Abstand zweier Punkte läßt sich mit dem Lineal ausmessen.

Weitere Möglichkeiten bieten sich, wenn außerdem Zusatzmarken bekannter Größe mit aufgenommen werden, sei es, daß bei der Parallax-Perspektiv-Methode von *Bumiller* [7, vgl. auch 34] ein Draht waagrecht ausgespannt und die Auswertung mit Hilfe einfacher Formeln bzw. Nomogramme vorgenommen wird, oder daß beim Verfahren von *Büchner* [4] ein *Tiefenlot* verwendet wird. Der Vorteil solcher Methoden liegt darin, daß die Fokus-Film-Distanz und die Größe der seitlichen Verschiebung der Röhre keine Rolle spielen. Auf das einfach arbeitende Tiefenlot wird noch später eingegangen.

Einen größeren technischen oder rechnerischen Aufwand erfordert auch die Anfertigung oder Auswertung von Bildern, die aus *zwei zueinander senkrechten Richtungen* aufgenommen wurden [12, 14, 20, 25, 27]. Mit Hilfe des Schreibgerätes von *Hodges* und *Nichols* [20] zum Beispiel lassen sich auf graphischem Wege die wahren Maße in einer Ebene, die schräg zur Filmebene der a-p-Aufnahme, aber senkrecht zur Seitenaufnahme steht, nachzeichnen. Bei der rein rechnerischen, recht mühsamen Auswertung solcher Bildpaare (*Reuß* [33]) werden an Hand von Meßmarken zuerst aus der Seitenaufnahme die Tiefenlagen und anschließend aus der a-p-Aufnahme die seitlichen Entfernungen ermittelt.

Ein weiteres theoretisch leicht übersehbares Verfahren zur Gewinnung der wahren Längen filmparalleler Strecken und deren Tiefenlage stellt die Auswertung von Aufnahmen mit *verschiedenen Film-Fokus-Abständen* [9, 21] dar.

Der zweite Teil der Aufgabe bezieht sich auf die Errechnung der Gammastrahlendosis, die an einem bestimmten Punkt im Becken von der Strahlung erzeugt wird. Dies wäre einfach, wenn das strahlende Präparat in einem Punkt konzentriert wäre und damit die Dosis nach außen kugelsymmetrisch abfiele.

Bei therapeutisch verwendeten Radiumträgern sind aber die Ladungen meist in bestimmten Kombinationen — den klinischen Erfordernissen entsprechend — auf Portioplatte und Stift verteilt. Für jede der gebräuchlichen Kombinationen muß daher die Dosisverteilung gesondert vermessen werden. Außerdem ist die Dosis an einem bestimmten Punkt wegen des unregelmäßigen Verlaufs der Isodosenlinien von dem Winkel abhängig, den die Verbindungslinie zwischen diesem Punkt und dem Plattenmittelpunkt mit der Plattenebene oder der Stiftachse einschließt.

Da die Isodosenkurven für die gebräuchlichsten Radiumträger meist vorliegen, interessiert hier vor allem, mit welchen Methoden diese Kurven in das Becken hineinprojiziert oder eine Winkelbestimmung durchgeführt werden können.

Schon *Trendelenburg* [38] hat die Winkelmessung als notwendig erkannt und durchgeführt. In seinem stereoskopischen Betrachtungsgerät, das *Moloy* [29] später dem praktischen Gebrauch besser anpaßte, sind die Winkel am imaginären Bild recht gut abzuschätzen. Eine genaue Ausmessung eines Winkels bietet jedoch erhebliche Schwierigkeiten. Deshalb wurde in vielen Verfahren die Winkelbestimmung umgangen. *Fletcher* [13] fertigte z. B. anfangs von einer interessierenden Körperebene Drahtmodelle an, denen die Isodosenkarten untergelegt werden. Andere Verfasser, wie *Lederman* und *Lamerton* [24] oder *Kligerman* und *Richmond* [22], arbeiten mit Schichtaufnahmen vom Becken, die mit entsprechend vergrößerten Schichtkarten (Parallelschnitten) der Dosisverteilung zur Deckung gebracht werden.

Solche Verfahren sind jedoch nur begrenzt anwendbar, da sie nur dann genaue Werte liefern, wenn die Achse des Strahlenträgers nicht in einem Winkel zur Richtung der Bezugsebene, also z. B. der geschichteten Ebene, steht.

Farr [12] bestimmte auf Grund der Achsenverhältnisse des Projektionsbildes eines kreisförmigen Radiumträgers die Orientierung dieses Trägers, z. B. gegenüber einer waagerechten Ebene durch den Plattenmittelpunkt. Hieraus konnten zwar tabellarisch die bei einer gegebenen Plattengröße und -beschildung an bestimmten ausgewählten Punkten, z. B. den internationalen Punkten A, B und C, bei der aktuellen Winkelstellung der Platten eingestrahlten Dosen festgehalten werden. Jedoch sind hier insofern Bedenken zu erheben, als diese ausgewählten Punkte im Einzelfall nicht unter allen Umständen mit den wahren Beckenverhältnissen zur Deckung gebracht werden können.

Diese wenigen herausgegriffenen Beispiele mögen genügen. Sie sollen zeigen, welche grundsätzlichen Möglichkeiten zur Lösung des Problems der individuellen Dosisermittlung herangezogen werden können. Sie sollen weiter zeigen, daß fast alle Verfahren zusätzliche technische Einrichtungen oder auch viel Aufwand an Zeit und Arbeit erfordern, während die Ergebnisse je nach dem gewählten Verfahren trotzdem mehr oder weniger ungenau und unzulänglich bleiben.

Am einfachsten erschien jene Methode, bei der zwei Aufnahmen aus verschiedenem Film-Fokus-Abstand ohne zusätzliche Hilfsmarken verwendet und die Dosen an bestimmten Punkten unter Zuhilfenahme der bekannten Dosisverteilung um den Radiumträger rechnerisch ermittelt werden. Die Bilder können mit jedem üblichen Röntgengerät hergestellt werden; besonderes Zubehör ist nicht nötig. Außerdem sind a-p-Aufnahmen selbst bei dicken Patientinnen klarer gezeichnet als etwa seitlich aufgenommene Bilder. Auch die umständlichen Rekonstruktionsarbeiten, wie sie unter anderem die meisten stereophotographischen Verfahren nach sich ziehen, fallen weg, und schließlich ließen die Formeln von *Remold* und *Siegert* [32], die der Berechnung von Tiefenlage und seitlichen Abständen dienen, nicht allzu viel Rechenarbeit erwarten.

Es war nun zu prüfen, ob die Genauigkeit dieses Verfahrens für die Praxis ausreicht.

Es wurde nicht versucht, die Dosis in der Gegend der Kreuzung von Uterusgefäßen und der Ureteren, also etwa im „parazervikalen Dreieck“ von *Bishop* [1], zu bestimmen, wie es auch *Meredith* [28] und *Tod* [37] anstreben, da auf unseren Aufnahmen keine Weichteilpunkte markiert sind. Vielmehr wurden wegen der deutlichen Abbildung die Endpunkte des größten Querdurchmessers im kleinen Becken als Bezugspunkte gewählt.

Gleichzeitig soll am Gang der Auswertung eines Filmpaares geprüft werden, welche Fehler bei Ausmessung und Berechnung eingehen und bei welchem Schritt die berechneten Werte eine kritische Ungenauigkeit aufweisen.

Für unsere Untersuchungen standen folgende Unterlagen zur Verfügung:

1. 145 Papieraufnahmepaare von Patientinnen mit Radiumeinlagen aus Fokusabständen von 70 und 100 cm bzw. 80 und 120 cm.
2. Die Isodosenkarten für die an unserer Klinik verwendeten Kombinationen von Radiumpräparaten in Stift und Platte.

Der erste Schritt der Auswertung ist die Längenmessung von Strecken auf den Aufnahmen. Für die hierbei mit größter Sorgfalt erreichbare Meßgenauigkeit wurden 0,2 mm absolut angenommen. Da der relative Fehler Δa von der Länge der ausgemessenen Strecke abhängig ist, muß bei einer Strecke von 10 cm ein Meßfehler von 0,2%, bei einer Strecke von 0,5 cm jedoch ein solcher von 4% in Kauf genommen werden. Es mag dahingestellt bleiben, ob es möglich ist, auch in Aufnahmen, die mit einem nur in Achsenrichtung verschobenen Projektionszentrum angefertigt werden, korrespondierende Knochenpunkte mit einer solchen Sicherheit zu identifizieren, daß das angegebene Genauigkeitsmaß beim Vergleich von Längen, die aus den verschiedenen Aufnahmen entnommen werden, eingehalten werden kann.

Die Umrechnung der Meßwerte auf wahre Größen wurde nach folgenden Formeln [32] vorgenommen (vgl. nebenstehende Abb. 1):

Aus (I)
$$\frac{l}{a} = \frac{g}{b}$$

und (II)
$$\frac{l}{a'} = \frac{g-c}{b-c}$$

folgt (III)
$$g = \frac{a' b}{\frac{b}{c} (a' - a) + a}$$

oder mit der Abkürzung
$$A = \frac{b}{c} (a' - a) + a$$

(III a)
$$g = \frac{a' b}{A}$$

und (IV)
$$l = \frac{a' \cdot a}{A}$$

Ferner ist
$$h = b - g,$$

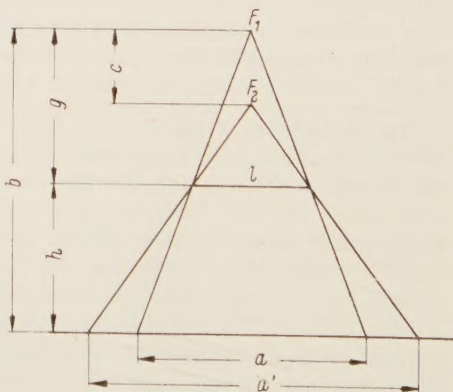


Abb. 1.

wobei l die gesuchte wahre Größe, a' und a die gemessenen scheinbaren Größen beim Fokusabstand b bzw. $b-c$ und h die Höhe über dem Film darstellen. Diese Beziehungen gelten aber nur für filmparallele Strecken und versagen bei der Ermittlung von Entfernungen zwischen Punkten, die verschieden hoch liegen.

Die Differenz der Projektionen $a'-a$, die zuerst gebraucht wird, geht als wichtige Größe in die Formeln ein. Der mittlere wahrscheinliche Fehler dieser Differenz ist, da es sich um zwei Längenmessungen handelt, $\Delta a \sqrt{2}$. Bei der Berechnung der Tiefenlage g nach (III a) und der Länge l der Strecke nach (IV) wird aber diese Differenz mit dem Faktor $\frac{b}{c}$ (in unserem Fall 3,33 bzw. 3,0)

multipliziert, so daß, besonders wenn es sich um kleine Differenzen handelt, der prozentuale Fehler zu beträchtlichen Werten ansteigen kann.

Unter der Voraussetzung, daß die Patientin bei den Aufnahmen nicht schief gelegen hatte, darf angenommen werden, daß die Endpunkte des Beckendurchmessers gleich hoch gelegen hatten. In einem praktischen Fall, der durchgerechnet wurde und auf den sich auch die späteren zahlenmäßigen Angaben beziehen, wurden beispielsweise folgende Werte gemessen: $a' = 19,18$ cm, $a = 17,78$ cm, $b = 100$ cm, $c = 30$ cm. Daraus erhält man für die Höhe des Durchmessers über dem Film $h = b - g = 14,5$ cm und für seine wahre Länge $l = 15,2$ cm. Für beide Größen ergab sich wegen der kritischen Differenz $a'-a$ ein Fehler von $\pm 1,2\%$, der zwar noch vernachlässigbar klein ist, aber doch

bemerkenswert größer als der prozentuale Meßfehler $\frac{\Delta a}{1} = 0,13\%$.

Die Tiefenlage des Plattenmittelpunktes des Radiumträgers läßt sich ebenfalls mit diesem Verfahren bestimmen, da bei einem kreisrunden Körper immer ein Durchmesser filmparallel liegt. Die am meisten verwendeten Platten hatten einen Durchmesser von 3,5 cm, die Differenz der gemessenen Projektionen betrug bei einer berechneten Höhe von 13,49 cm nur 0,29 cm. Der prozentuale Fehler $\frac{\Delta a \sqrt{2}}{a'-a}$ der Differenz $a'-a$ war 9,7% und wirkte sich auf das Endergebnis so aus, daß die Höhe h der Platte mit einem Fehler von 6%, d. h. mit einer Unsicherheit von $\pm 0,8$ cm, behaftet war.

Eine andere Größe, die im weiteren Verlauf der Auswertung benötigt wird, ist die Neigung der Stiftachse oder der Platte zur Horizontalen. Es lag nahe, diese Neigung mit Hilfe der Höhendifferenz zwischen Stiftspitze und Plattenmittelpunkt zu errechnen. Für einen Stiftdurchmesser von 5 mm sinkt aber die Differenz $a'-a$ bis zur Größenordnung des Meßfehlers Δa ab, weshalb eine Berechnung nach (III a) nicht mehr statthaft ist. Die Unsicherheit der Höhenbestimmung der Spitze kann bei einer angenommenen Höhe von 17 cm bis zu 10 cm und mehr betragen.

Im Zuge der Auswertung der 145 Filmpaare zeigte es sich ferner, daß nur in seltenen Fällen Plattenmittelpunkt und Beckendurchmesser auf gleicher Höhe lagen, so daß im Regelfall weder der Abstand zwischen beiden noch der zwischen Plattenmitte und Beckenwandpunkt mit Hilfe der obigen Beziehungen direkt berechnet werden konnten. Eine Abschätzung des Fehlers, der durch Nichtbeachtung der Filmparallelität der auszuwertenden Strecke entstehen kann, wurde nicht vorgenommen, da sich räumliche Entfernungen nach Überführung der zentralperspektivischen Größen in rechtwinklige Koordinaten eines Systems, dessen Nullpunkt im Plattenmittelpunkt liegt, leicht ermitteln lassen, wenn die x-Achse parallel, die y-Achse senkrecht zum Beckendurchmesser und die z-Achse senkrecht zum Film, d. h. in Richtung des senkrechten Zentralstrahls, verlaufen.

Dann ist die Entfernung eines Punktes $B_1 (x_1, y_1, z_1)$ vom Plattenmittelpunkt gegeben durch den Ausdruck

$$(V) \quad s_1 = \sqrt{x_1^2 + y_1^2 + z_1^2}.$$

Wie aus Abbildung 2 ersichtlich, stellen die wahren Längen der Strecken $B_1L = x_1$, $B_2L = x_2$ und $ML = y_1 = y_2$ die x - und y -Koordinaten der Beckenpunkte B_1 und B_2 dar, wenn die Abbildung 2 als das (parallel projizierte) Grundrißbild des Beckens verstanden wird. Die z -Koordinate ist die Höhendifferenz zwischen Höhe—Beckendurchmesser und Höhe—Plattenmitte.

Es ist leicht einzusehen, daß die Koordinatenermittlung nur dann richtig ist, wenn tatsächlich der senkrechte Zentralstrahl durch die Plattenmitte geht. Ist diese Bedingung nicht erfüllt, kann ein parallel verschobenes Hilfssystem eingeführt werden, dessen Nullpunkt im Fußpunkt des Zentralstrahls liegt. Sämtliche Koordinaten, auch die des Plattenmittelpunktes $M (x_0, y_0, z_0)$, werden in diesem System berechnet, und Formel (V) geht in folgenden Ausdruck über:

$$(Va) \quad s_1 = \sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 + (z_1 - z_0)^2}.$$

Bei den Aufnahmen war zwar der Kassettenhalter mit der Röhre gekoppelt, jedoch hatten der Film in der Kassette sowie die Kassette in der Halterung ein Spiel von einigen Millimetern, so daß es nicht sicher ist, ob die geometrische Mitte der Aufnahme den Fußpunkt des senkrechten Zentralstrahls darstellt. Dieser Strahl war aber nicht markiert, und die Aufnahmen mußten unter der Annahme ausgewertet werden, daß die Bildmitte dem wahren Fußpunkt entspricht. Falls zufälligerweise der Plattenmittelpunkt ganz in der Nähe der Bildmitte war, wurden alle Auswertungen auf die Projektion des Plattenmittelpunktes als Nullpunkt des Hilfskoordinatensystems bezogen.

Die Unsicherheit, die bei der Koordinatenberechnung infolge des Fehlens der Markierung in Kauf genommen werden mußte, kann zahlenmäßig nicht belegt, aber wenigstens an Hand der Abbildung 3 erläutert werden.

Die y -Koordinate der Beckenpunkte wird aus der Projektion $M'L''$ ermittelt. Die errechnete Größe LL_s stimmt, abgesehen von dem Fall, daß Plattenmittelpunkt M_0 und Beckendurchmesserpunkt L auf gleicher Höhe liegen, aber nur

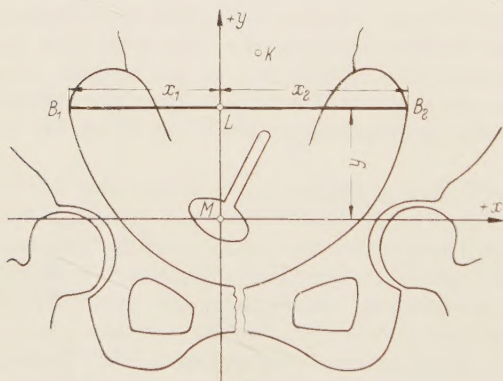


Abb. 2.

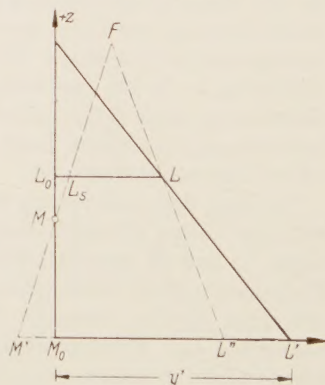


Abb. 3.

Abb. 2. Schematischer Beckengrundriß mit den x - und y -Koordinaten der Punkte B_1 und B_2 .
Abb. 3. Der durch Nichtmarkierung der Filmsenkrechten entstehende Fehler im vergrößerten Schema. (Erläuterung siehe Text.)

dann mit der wahren Größe LL_0 überein, wenn der Fokus auf der wahren Film-senkrechten liegt. Der entstehende Fehler, die Strecke L_0L_s , ist um so größer, je höher M_0 über dem Film liegt, je größer die Höhendifferenz zwischen M und L , d. h. die Strecke ML_0 , und je größer die Winkelabweichung zwischen der Richtung FM_0M' und der z -Achse ist. Die Abbildung 3 läßt aber auch erkennen, daß, sobald Fokus und Plattenmittelpunkt auf der z -Achse liegen, die Berechnung der z -Koordinaten von L bzw. B_1 und B_2 von der Höhe des Mittelpunkts M_0 über dem Film unabhängig wird. Alle im Laufe der Arbeit berechneten Koordinaten sind daher mit dieser prinzipiellen Unsicherheit behaftet.

Die Beckenpunkte B_1 und B_2 hatten in unserem Beispielsfall folgende Koordinaten:

$$x_1 = -8,81, \quad y_1 = +5,73, \quad z_1 = +1,01,$$

$$x_2 = +6,42, \quad y_2 = +5,73, \quad z_2 = +1,01,$$

und die Entfernungen vom Plattenmittelpunkt nach B_1 und B_2 waren:

$$MB_1 = s_1 = 10,56 \text{ cm}, \quad MB_2 = s_2 = 8,66 \text{ cm}.$$

Die Bestimmung des Winkels, den die Plattenebene oder die Stiftachse mit der horizontalen x - y -Ebene bildet, wäre einfach, wenn der Stift gerade wäre, da dann aus den Koordinaten der Spitze und des Plattenmittelpunktes die Neigung der Achse errechnet werden könnte. Dies ist jedoch nicht möglich, da aus den vorher dargelegten Gründen die Höhe der Spitze nicht ermittelt werden kann. Außerdem waren die Uterusstifte in der überwiegenden Zahl der Fälle gekrümmt, so daß die Verbindungslinie Spitze—Plattenmitte nicht mit der „Stiftachse“ zusammenfällt. Unter Richtung der Stiftachse ist die Richtung des zervikalen Endes des Stiftes zu verstehen. Da aber Stift und Platte starr miteinander verschraubt sind und senkrecht aufeinanderstehen, ist mit der Richtung der Achse auch die Neigung der Platte zur Horizontalen definiert.

In der Aufnahme erscheint die Platte in Form zweier parallel gegeneinander verschobener Ellipsen, deren große Achsen gleich der filmparallelen Projektion sind und deren kleine Achsen die Schrägprojektionen des Deckels bzw. des Plattenbodens darstellen. Die beiden letzteren überdecken einander zum großen Teil (Abb. 4 a).

Nach *Remold* und *Siebert* [32] läßt sich der Neigungswinkel γ der Platte auf folgende Weise ermitteln:

In der fokusnäheren Aufnahme werden die große Achse d der Ellipse und der dazu senkrechte Durchmesser p des Projektionsbildes der ganzen Platte gemessen. Von p wird die scheinbare Plattendicke f , die am Rande mit dem Zirkel abgegriffen werden kann, abgezogen und mit Hilfe der Beziehung:

$$(VI) \quad \frac{p-f}{d} = \frac{e}{d} = \cos \gamma$$

(Abb. 4 b) der Neigungswinkel η der Stiftachse zur x - y -Ebene errechnet, wobei $\eta = 90^\circ - \gamma$ ist.

In unserem Beispielsfall war $p = 2,05 \text{ cm}$, $f = 0,95 \text{ cm}$, $e = 1,10 \text{ cm}$, $d = 4,5 \text{ cm}$, $\cos \gamma = 0,2445$ und $\gamma = 76^\circ$.

Auch hierzu müssen praktische Bedenken geäußert werden, da ein Meßfehler bei der Bestimmung der scheinbaren Plattendicke f sich stark auf die zu berechnende Größe auswirkt. Diese Strecke f ist meist sehr klein und kann außerdem nur bei sehr steiler Plattenstellung mit genügender Sicherheit abgegrenzt werden. Ferner ist aus den Aufnahmen nicht zu ersehen, ob die Platte nach hinten oder nach vorn geneigt ist. Die Entscheidung darüber wäre leicht, wenn die Höhe der Stiftspitze über oder unter dem Plattenmittelpunkt bekannt wäre. Da aber in den meisten Fällen der Uterus nicht so stark retroflektiert ist, daß

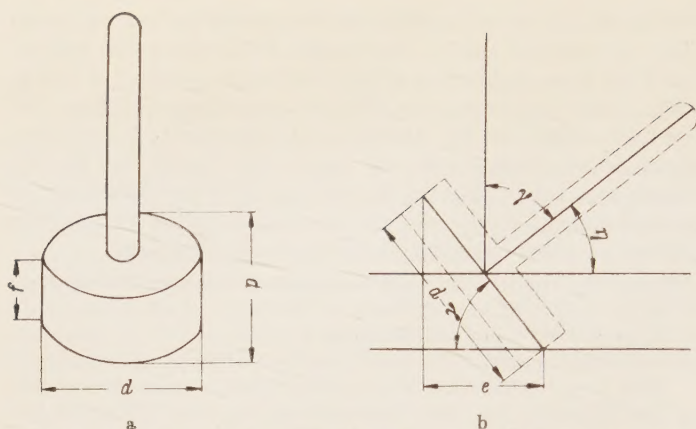


Abb. 4. Das Projektionsbild des Radiumträgers, a: auf dem (horizontalen) Film, b: als schematischer Aufriß. (Erläuterung der Bezeichnungen im Text.)

bei der liegenden Patientin die Stiftspitze nach unten zeigt, wurde bei der Auswertung der Aufnahmen angenommen, daß die Stiftachse einen positiven Winkel mit der Horizontalen bildet, d. h. nach oben geht.

Zur vollständigen Charakterisierung der räumlichen Orientierung des Radiumträgers ist aber neben dem Neigungswinkel γ auch die Kenntnis der Richtungswinkel α und β erforderlich, die die Stiftachse mit der x- bzw. y-Achse bilden. Zu ihrer Bestimmung werden auf der fokussnäheren Aufnahme die Winkel δ und ε zwischen der Projektion des Stiftes und der x- bzw. y-Richtung ausgemessen (Abb. 5). Dann gilt in erster Annäherung (siehe [33]):

$$\begin{aligned} \cos \alpha &= \cos \delta \cdot \cos \eta, \\ \cos \beta &= \cos \varepsilon \cdot \cos \eta \\ \text{und} \quad \eta &= 90^\circ - \gamma. \end{aligned}$$

In unserem Beispiel war $\cos \alpha = +0,3007$ und $\cos \beta = +0,9230$.

Um aus einer Isodosenkarte die Dosis ablesen zu können, die von der Gammastrahlung in einem Punkt B_1 in der Entfernung s_1 vom Plattenmittelpunkt erzeugt wird, ist es weiterhin nötig, den Winkel ν zu bestimmen, den die Ver-

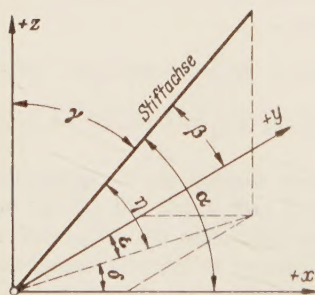


Abb. 5.

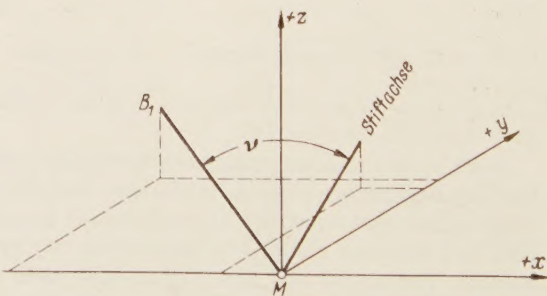


Abb. 6.

Abb. 5. Die Winkel zwischen der Stiftachse bzw. der Projektion der Stiftachse und den Koordinaten.
Abb. 6. Der Winkel zwischen Stiftachse und Verbindungslinie Plattenmittelpunkt–Beckenpunkt.

bindungslinie Plattenmitte—Beckenpunkt, die Strecke MB_1 , mit der Stiftachse einschließt (Abb. 6).

Dieser Winkel ν läßt sich errechnen, wenn auch die Richtungswinkel α , β und γ der Strecke $MB_1 = s_1$ zu den jeweiligen Koordinatenachsen bekannt sind. Für diese gelten aber im rechtwinkligen Koordinatensystem mit dem Mittelpunkt M als Nullpunkt folgende Beziehungen:

$$(VIII) \quad \cos \alpha_1 = \frac{x_1}{s_1} \quad \cos \beta_1 = \frac{y_1}{s_1} \quad \cos \gamma_1 = \frac{z_1}{s_1}$$

wobei wieder $s_1 = \sqrt{x_1^2 + y_1^2 + z_1^2}$ ist.

Nach dem sog. Kosinussatz der projektiven Raumgeometrie gilt ferner, wenn α , β und γ die Richtungswinkel der Stiftachse sind, für den gesuchten Winkel ν :

$$(IX) \quad \cos \nu_1 = \cos \alpha \cos \alpha_1 + \cos \beta \cos \beta_1 + \cos \gamma \cos \gamma_1$$

In unserem Beispielsfall wurden folgende Werte für die cos der Richtungswinkel gefunden:

Für die Stiftachse:	$\cos \alpha = +0,3007$, $\cos \beta = +0,9230$, $\cos \gamma = +0,2445$,
für die Strecke MB_1 :	$\cos \alpha_1 = -0,8344$, $\cos \beta_1 = +0,5427$, $\cos \gamma_1 = +0,0957$,
für die Strecke MB_2 :	$\cos \alpha_2 = +0,7410$, $\cos \beta_2 = +0,6619$, $\cos \gamma_2 = +0,1166$.

Hieraus folgt für die beiden Winkel ν_1 und ν_2 zwischen der Stiftachse und den Strecken MB_1 und MB_2 :

$$\begin{array}{ll} \cos \nu_1 = +0,2734 & \cos \nu_2 = +0,8818 \\ \nu_1 = 74^\circ 8' & \nu_2 = 28^\circ 11' \end{array}$$

Aus diesen Winkeln läßt sich zusammen mit den Koordinaten der Punkte B_1 und B_2 ablesen, daß der Uterus dextroponiert und dextrovertiert gewesen sein mußte, da bei einer medianen Lage sowohl die x-Koordinaten beider Punkte als auch die Winkel ν_1 und ν_2 ungefähr gleich gewesen wären.

Die Formeln (VIII) bieten außerdem eine Kontrollmöglichkeit für die Genauigkeit der Bestimmung der Richtungswinkel. Es gilt nämlich für die cos der Richtungswinkel α , β , γ einer Strecke

$$(X) \quad \cos^2 \alpha + \cos^2 \beta + \cos^2 \gamma = 1.$$

Bei Berechnung der Richtungswinkel α_1 , β_1 , γ_1 der Strecke MB_1 aus den Koordinaten ihrer Endpunkte ist diese Bedingung von vornherein erfüllt. Die Richtungswinkel α , β , γ der Stiftachse wurden jedoch mit Hilfe zweier methodisch verschiedener Verfahren ermittelt. Der Winkel γ wurde aus der mit großen Fehlermöglichkeiten behafteten Ausmessung der Projektion der Platte abgeleitet, während α und β näherungsweise nach Formel (VII) auf Grund der horizontalen Projektionswinkel der Stiftachse berechnet wurden.

In unserem Fall ist die Summe der Kosinusquadrate 1,0026. Im Hinblick auf die Ungenauigkeiten der Bestimmung darf die Differenz von 0,0026 als klein bezeichnet werden. Bei nicht sorgfältigem Arbeiten treten leicht erheblich größere Differenzen auf. Eine weitere Kontrolle auf Rechenfehler in der Auswertung ist dadurch gegeben, daß auch bei Vorzeichenverwechslung der cos ν größer als 1 werden kann.

Damit sind die beiden Größen s und ν bekannt, mit deren Hilfe im Zuge der weiteren Auswertung die Dosis in einem Beckenpunkt ermittelt werden kann. Dazu wird in der Isodosenkarte, die der im vorliegenden Fall angewandten Radiumverteilung auf Stift und Platte entspricht, der Winkel ν von der Stiftachse aus sowie die Entfernung $MB = s$ auf diesem Strahl abgetragen (Abb. 7).

Dieser Punkt B liegt jedoch nur selten auf einer Isodose, in unserem Material meist sogar außerhalb derjenigen Isodose, die die geringste gemessene Dosis-

leistung wiedergibt. Infolgedessen ist für die Ablesung der Dosisleistung eine Extrapolation erforderlich, die in diesem Spezialfall nach folgendem Verfahren durchgeführt wurde:

Von B wird auf die äußerste Isodose ein Lot gefällt. Die Strecke zwischen den beiden Schnittpunkten P_2 und P_1 dieses Lotes mit den letzten Isodosen heiße e , $P_2B = q$, $QP_1 = r_1$, $QP_2 = r_2$. Dann gilt für den Zusammenhang zwischen e und r_1 , da die Isodosen jeweils für die halbe Dosisleistung der weiter innen liegenden Kurve ausgemessen wurden, in erster Annäherung:

$$(XI) \quad r_1 = e (1 + \sqrt{2}) = 2,414 e,$$

und wenn mit D_2 die Dosisleistung der äußersten Kurve, mit D_B die gesuchte Dosisleistung bezeichnet wird:

$$(XII) \quad D_B = \frac{D_2 r_2^2}{(r_2 + q)^2}$$

Bei Auftragung der aus (XI) errechneten Strecke r_1 von P_1 aus wird man feststellen, daß Q hinter der Achse liegt. Liegt Q zwischen der Achse und P_1 , darf die Dosisberechnung nach (XII) nicht angewandt werden, und die gesuchte Dosis muß abgeschätzt werden.

Eine ausführliche Begründung für dieses Verfahren und die Abgrenzung seiner Anwendbarkeit wird in einem späteren Beitrag nachgeholt werden.

Auch an diesem Punkt der Auswertung stößt man auf Schwierigkeiten. Die Isodosenkarten zeigen durchweg die Dosisverteilung in der Ebene des Krümmungsradius des Stiftes, d. h., die Kurven sind maximal gegenüber der axialsymmetrischen Verteilung um einen geraden Stift verschoben. Aus den Aufnahmen kann jedoch die tatsächliche Richtung der Stiftkrümmung nicht mit genügender Sicherheit entnommen werden, ebensowenig wie für beliebige Stellungen des Stiftes die Isodosen bekannt sind. Die Dosis an der Beckenwand konnte deshalb, abgesehen von den Fällen, bei denen gerade Stifte zur Anwendung kamen, nur dann endgültig berechnet werden, wenn entweder der Stift in maximaler Krümmung abgebildet erschien oder seine Projektion gerade war. Im letzteren Fall lassen sich aus der Karte bei gleichen Winkeln zur Plattenebene und bei gleichen Entfernungen vom Mittelpunkt aus ein maximaler und ein minimaler Wert ablesen, aus dem durch Mittelwertbildung die gesuchte Größe für die axialsymmetrische Verteilung gewonnen werden kann.

Aus dem Gesamtmaterial von 145 Aufnahmepaaren, die auszuwerten waren, mußten auf Grund der Bedenken, die für die verschiedenen Schritte der Auswertung geltend gemacht und ausführlich geschildert wurden, im Zuge der Bearbeitung immer wieder einzelne Paare ausgeschieden werden, so daß zum Schluß nach Ausschaltung auch derjenigen Fälle, die wegen der unbekannten

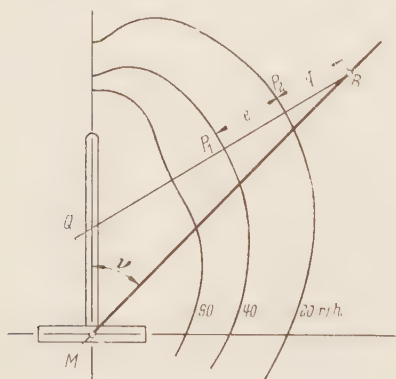


Abb. 7. Die Bestimmung der Dosis in Punkt B, wenn B nicht auf einer Isodose liegt.
(Erläuterung im Text.)

Richtung der Stiftkrümmung ausfielen, nur noch 25 Aufnahmepaare bis zum gewünschten Ende durchgerechnet werden konnten.

In der Tabelle 1 ist das Ergebnis der Dosisberechnungen für die beiden Endpunkte des gewählten Beckendurchmessers bei diesen restlichen Fällen zusammengefaßt. Den ermittelten Größen darf zwar wegen der vielen Ungenauigkeiten, die in die Berechnungen eingingen, kein allzu großes Gewicht beigelegt werden. Beim Vergleich der Trägerkombinationen mit 60 mg Radium in der Platte fällt jedoch auf, daß die Dosisleistungen sehr stark mit der Ladung der Stifte, d. h. mit ihrer Länge, zunehmen. Dies ist dadurch zu erklären, daß bei langen Stiften die Stiftspitze sehr hoch in das Becken hineinragt.

Zum Schluß wurde ein mazeriertes Becken, in dem in passender Lage ein Messingmodell eines Radiumträgers aufgehängt war, aus 70 und 100 cm bzw. aus 80 und 120 cm aufgenommen und die aus beiden Filmpaaren errechneten Größen mit den am Modell ermittelten Werten verglichen, wozu eine zu der Größe des Trägers passende Isodosenkarte benutzt wurde. Da das Becken nach den Aufnahmen zur Durchführung anderer Versuche in ein Paraffinphantom eingebaut worden war, konnten gewisse Differenzen, die sich bei dem Vergleich ergaben, nicht geklärt werden. Es sei daher gestattet, daß zahlenmäßige Angaben über diesen Einzelversuch unterbleiben.

Das Ergebnis dieses Versuchs ist jedoch insofern aufschlußreich — weswegen er auch erwähnt wurde — als erstens die Übereinstimmung der aus beiden Aufnahmepaaren berechneten Entfernungen s , Winkel ν und Dosen D_B recht gut war. Zweitens bestanden auf der einen Beckenseite Entfernungs- und damit Dosisdifferenzen bei gleichem Winkel ν gegenüber den Größen am Modell, während auf der gegenüberliegenden Seite bei gleichen Entfernungen der berechnete Winkel gegenüber dem Vergleichswinkel am Modell um 15° differierte. Dieses letztere Verhalten läßt sich dadurch deuten, daß in dem betreffenden Winkelbereich die außen liegenden Isodosen fast kugelmantelförmig verlaufen, d. h., daß offenbar unter bestimmten Voraussetzungen der Abstand Plattenmittelpunkt — Beckenwand einen wesentlich größeren Einfluß auf die Dosis hat als der Winkel zwischen der Stiftachse und dieser Strecke.

Zu dem Problem der Ermittlung der individuellen Dosis an der Beckenwand bei gynäkologischer Radiumbehandlung auf Grund von a-p-Aufnahmepaaren mit verschiedenem Vergrößerungsmaßstab kann zusammenfassend folgendes gesagt werden: Im Hinblick auf die Individualisierung des Bestrahlungsplanes muß sowieso mindestens eine Aufnahme angefertigt werden, die als dokumentarische Grundlage für das spätere Vorgehen bei der zusätzlichen Röntgenbestrahlung dient. Die einfache Aufnahmetechnik gestattet es auch wenig geübtem Personal, klare und leicht auszumessende Papierbilder anzufertigen, deren Auswertung auf Grund theoretisch einfacher Formeln auf rein rechnerischem Wege ohne Zuhilfenahme mehr oder weniger komplizierter Auswertegeräte möglich erschien. Als Test auf die Brauchbarkeit der Methode war die von der Gammastrahlung erzeugte Dosisleistung für die Endpunkte des Beckenquerdurchmessers zu errechnen. Zu diesem Zweck mußten bei der Auswertung der Aufnahmen schrittweise folgende Größen ermittelt werden:

1. Die Länge des Beckendurchmessers und seine Höhenlage über dem Film,
2. die Höhe des Plattenmittelpunktes,
3. der Neigungswinkel der Platte und damit der Stiftachse gegenüber der Horizontalebene,

Tabelle 1.

Isodosenkarte Nr.	Plattenladung	Stiftladung	Dosis in den Punkten	
			B ₁	B ₂
5a	30 mg El.	40 mg El.	5 r/h	14 r/h
1	40 mg El.	0 mg El.	4 r/h	5 r/h
2	40 mg El.	10 mg El.	7 r/h	18 r/h
5	40 mg El.	40 mg El.	10 r/h	11 r/h
5	40 mg El.	40 mg El.	11 r/h	18 r/h
6	40 mg El.	50 mg El.	9 r/h	10 r/h
8	60 mg El.	0 mg El.	3 r/h	9 r/h
8	60 mg El.	0 mg El.	5 r/h	7 r/h
8	60 mg El.	0 mg El.	6 r/h	7 r/h
8	60 mg El.	0 mg El.	6 r/h	10 r/h
8	60 mg El.	0 mg El.	6 r/h	6 r/h
8	60 mg El.	0 mg El.	8 r/h	8 r/h
9	60 mg El.	10 mg El.	6 r/h	17 r/h
9	60 mg El.	10 mg El.	6 r/h	8 r/h
9	60 mg El.	10 mg El.	8 r/h	14 r/h
9	60 mg El.	10 mg El.	8 r/h	10 r/h
9	60 mg El.	10 mg El.	9 r/h	11 r/h
9	60 mg El.	10 mg El.	9 r/h	12 r/h
11	60 mg El.	30 mg El.	7 r/h	7 r/h
11	60 mg El.	30 mg El.	9 r/h	16 r/h
11	60 mg El.	30 mg El.	10 r/h	13 r/h
13	60 mg El.	50 mg El.	13 r/h	14 r/h
13	60 mg El.	50 mg El.	15 r/h	27 r/h
14	60 mg El.	60 mg El.	13 r/h	27 r/h
14	60 mg El.	60 mg El.	13 r/h	35 r/h

4. die Koordinaten der Beckenwandpunkte in einem rechtwinkligen Koordinatensystem mit dem Plattenmittelpunkt als Nullpunkt,
5. die Richtungswinkel der Stiftachse und der Verbindungslinie Plattenmitte-Beckenpunkt,
6. die Winkel zwischen diesen beiden Strecken und
7. die Dosis durch Eintragung der aus 4. und 6. ermittelten Größen in die bekannte Isodosenkarte.

Die Schwierigkeiten, die bei den einzelnen Schritten im Zuge der Bearbeitung einzelner Aufnahmepaare auftraten und ausführlich erörtert wurden, waren zum Teil so groß, daß die weitere Berechnung abgebrochen wurde. Ein Teil von ihnen war durch Nichtbeachtung folgender Gesichtspunkte entstanden:

1. Für eine befriedigende rechnerische Auswertung ist die Markierung des filmsenkrechten Zentralstrahls eine unerläßliche Vorbedingung, und sämtliche Berechnungen müssen auf diese senkrechte Achse bezogen werden. Dann handelt es sich nicht mehr darum, Strecken zwischen zwei beliebigen Punkten und deren

Höhenlagen zu ermitteln, wobei unter Umständen nicht einmal sicher ist, ob die betreffende Strecke tatsächlich filmparallel ist; es werden nur die Entfernung jedes einzelnen Raumpunktes von der Achse und seine eindeutig definierte Höhe berechnet.

2. Die Achse muß nach Möglichkeit so gelegt werden, daß die Achsenabstände aller wichtigen zu bestimmenden Punkte nicht zu klein werden, damit die Differenz zwischen den Projektionen der Abstände, die auch hier eine entscheidende Rolle spielt, nicht ein gewisses Maß unterschreitet. Zweckmäßigerweise wird man deshalb diese senkrechte Achse nicht etwa in die Bildmitte, sondern eher höher in das Becken, z. B. durch den Punkt K in Abbildung 2, legen und auf keinen Fall versuchen, diese in die Nähe der Plattenmitte zu bringen, da hierbei die Gefahr entsteht, daß die Höhe der Platte, die eine wichtige Bezugsgröße für die späteren Berechnungen darstellt, nicht exakt bestimmt werden kann.

Im Gegensatz zu diesen Punkten läßt sich die Unsicherheit bei der Bestimmung der Neigung der Platte, in die als kritische Größe die Projektion der Plattendicke eingeht, selbst dadurch nicht aus dem Weg räumen, daß die wahren Dimensionen der benutzten Platte in die Formeln eingesetzt werden, da zur Berechnung der projizierten Plattendicke die Kenntnis des gesuchten Neigungswinkels Voraussetzung ist. Ebenso kritisch bleibt zunächst auch die erwähnte Unkenntnis der Isodosen bei beliebiger Lage der Ebene des Krümmungsradius der Stifte.

Büchner [4, 5] hat in einer verblüffend einfachen und für die Praxis durchaus zufriedenstellenden Weise einige dieser Schwierigkeiten dadurch umgangen, daß er sein „Tiefenlot“ auf stereoskopischen Aufnahmen mit abbildete. Ganz abgesehen davon, daß hier die Fokusdistanz nicht gemessen zu werden braucht, können am Tiefenlot die Höhenlagen interessierender Punkte leicht und recht genau abgelesen werden. Dabei kann auch die Höhe der Stiftspitze, die bei unserem Verfahren nicht zu ermitteln war, bestimmt werden. Er benutzte ebenfalls das rechtwinklige Koordinatensystem zur Bestimmung der räumlichen Entfernung zweier Punkte, wobei die Lage des auch von ihm markierten Zentralstrahls in bezug auf die Plattenmitte keine Rolle spielte, da ja die Höhe der Platte am Tiefenlot abgelesen wird.

Es mag ferner nur kurz darauf hingewiesen werden, daß *Büchner* ein ebenso elegantes Verfahren [2, 3] zur direkten Messung der seitlichen Ausdehnung von Objekten angegeben hat, das sich jedoch nur am Leuchtschirm durchführen läßt. Die x- und y-Werte der gesuchten Punkte könnten mit dieser Methode direkt in Zentimetern ausgemessen werden. Nachteilig ist, daß später eventuell notwendig erscheinende Zusatzmessungen schlecht möglich sind und außerdem der Strahlenschutz beachtet werden muß, wenn an einer größeren Anzahl von Patientinnen solche Messungen durchgeführt werden müssen.

Falls diese orthodiametrische Methode nicht angewandt werden soll, läßt sich auf Grund der am Tiefenlot abgelesenen Höhe die wahre Länge der Koordinaten leicht errechnen oder mit Hilfe eines auf dem Tiefenlot angebrachten Vergleichsmaßstabes graphisch bestimmen, ebenso wie man sich an einem einfach herzustellenden Modell aus hartem Papier eine Vorstellung von der Neigung der Verbindungslinie Plattenmitte—Stiftspitze, die jedoch nicht mit der „Stiftachse“ identisch ist, zur Horizontalebene und damit von der Orientierung des Trägers im Becken verschaffen kann.

Es muß dem Bearbeiter überlassen bleiben, ob ihm diese Vorstellung zur Abschätzung der Dosis an der Beckenwand genügt oder ob der Wunsch besteht, auf dem ausführlich dargelegten halbgraphischen Wege die Dosen von einer Isodosenkarte abzulesen.

Soll aber jede Rechenarbeit und auch der Umweg über Isodosenkarten erspart bleiben, ist nur eine räumliche Rekonstruktion als Methode der Wahl anzusehen. In neuerer Zeit hat z. B. *Mussel* [30] ein recht einfaches und bei einiger Übung schnelles Verfahren beschrieben, das für die Messung der Dosisverteilung bei Radiumspickung entwickelt wurde. Aus zwei stereoskopischen, um 20 cm seitenverschobenen Aufnahmen werden mit Hilfe eines Auswertegeräts die nach Höhe und Seite richtigen Lagen der Nadeln so rekonstruiert, daß auf Halterungen kleine Röhrchen mit den Maßen der Nadeln eingespannt, mit einem Zehntel der am Patienten angewandten Radiummenge beschriftet und die Dosisverteilung um die Nadeln direkt gemessen werden kann. Ein ähnliches Verfahren ließe sich auch in unserem Fall anwenden, jedoch müßte, abgesehen davon, daß entsprechende Präparate geringerer Aktivität vorhanden sein müßten, der Strahlenschutz sorgfältig berücksichtigt werden.

Überblickt man die verschiedenen Methoden, die zur Lösung unseres Problems zur Verfügung stehen, so kann mit gewissen Vorbehalten gesagt werden: Je geringer der technische Aufwand — sei es an Auswertegeräten oder an zusätzlichen Hilfsmarken — bei Anfertigung der Aufnahmen, um so größer ist die rein mathematische oder halbgraphische Arbeit, um das gesteckte Ziel zu erreichen. Es kann sich nur darum handeln, einen Mittelweg zu finden, der es gestattet, einerseits die Aufnahmetechnik zur Vermeidung von Einstellungsfehlern möglichst einfach zu gestalten und andererseits die rechnerische Bearbeitung auf die allernotwendigsten Operationen zu beschränken.

Im vorhergehenden Abschnitt wurden Mittel und Wege aufgezeigt, deren Anwendung eine größere Sicherheit der Auswertung gewährleisten. Dabei ist es prinzipiell gleichgültig, ob zur Bestimmung der Koordinaten der verschiedenen Punkte im Becken das *Büchnersche* stereoskopische Verfahren oder unsere parallaxtische Methode benutzt wird. In beiden Fällen ist es die Neigung der Platte oder die Krümmung der Stifte, die zu Bedenken Anlaß geben. Ferner muß daran erinnert werden, daß die Isodosenkarten der benutzten Kombinationen von Stift- und Plattenladung als bekannt vorausgesetzt waren. Diese Voraussetzung ist aber schon dann nicht mehr gegeben, wenn etwa Stift und Platte getrennt gelegt werden oder wenn im Falle eines Korpuskarzinoms eiförmige Träger verwendet werden.

Auch diese letzte Frage dürfte zu lösen sein. Es sei daran erinnert, daß *Paterson* und *Parker* die Dosen in den internationalen Punkten A, B, C und D bei gynäkologischer Radiumbehandlung dadurch berechnen, daß sie an Hand der Entfernungen der Einzelpräparate vom betreffenden Punkt die Einzeldosisleistungen ermitteln und summieren. Diese Berechnungen werden jedoch im allgemeinen für eine theoretische Anordnung der Präparate und für eine symmetrische Lage des Radiumträgers im Becken durchgeführt, so daß das Ergebnis im individuellen Einzelfall nur mit gewissen Vorbehalten gewertet werden darf.

Es erscheint möglich, auch in unseren Aufnahmen die Mittelpunkte der Präparate in die Projektionsbilder der Radiumträger zwar nicht exakt, aber wenigstens mit hinreichender Genauigkeit einzuzichnen. Da die Länge der Präparate im Vergleich zu ihrer Entfernung von der Beckenwand klein und infolgedessen das Abstandsquadratgesetz gültig ist, könnten in Fortführung der Gedanken *Patersons* und *Parkers* die in Frage stehenden Dosen berechnet werden.

In unserer Klinik wird zur Zeit geprüft, ob sich auch dieser Vorschlag verwirklichen läßt. Die Berechnungen und Messungen würden sich dabei auf folgende Schritte beschränken:

1. Bestimmung der Koordinaten sämtlicher Beckenpunkte und Präparatmittelpunkte in bezug auf den Fußpunkt des senkrechten Zentralstrahls als Nullpunkt des Systems.

2. Berechnung der von jedem Einzelpräparat im Beckenpunkt B erzeugten Dosisleistung D_b nach den Formeln:

$$(XIII) \quad D_b = K \cdot \frac{1}{s_p^2} [r/h]$$

$$\text{und (XIV)} \quad s_p^2 = (x_1 - x_p)^2 + (y_1 - y_p)^2 + (z_1 - z_p)^2,$$

worin K die Dosis in 1 cm Entfernung und s_p den Abstand des Punktes B (x_1, y_1, z_1) von P (x_p, y_p, z_p) bedeuten. Da sich der Zusammenhang zwischen D_b und s_p für die verwendeten Präparatgrößen graphisch darstellen läßt, kann diese Einzeldosis D_b ohne weitere Rechenarbeit aus einer vorbereiteten Kurve entnommen werden. Ebenso ließen sich in dieser Kurve die bei größeren Abständen merkliche Differenz zwischen Dosisleistung in Luft und derjenigen in Wasser sowie die Strahlenabsorption durch die Wand des Trägers berücksichtigen.

3. Summierung aller Einzeldosen D_b .

Wenn die Brauchbarkeit der von uns angewandten Methode beurteilt werden soll, so darf das bei oberflächlicher Betrachtung enttäuschende Ergebnis, daß nämlich von 145 Aufnahmepaaren nur 25 bis zum gewünschten Ende durchgerechnet werden konnten, nicht zu einem Fehlschluß verleiten. Die Erörterung der auf den einzelnen Schritten der Auswertung auftretenden Schwierigkeiten und Bedenken, die einen breiten Raum in dieser Arbeit einnimmt, war erforderlich, um die Ursachen solcher Fehlermöglichkeiten aufzuzeigen. Ohne diese im einzelnen nochmals aufzählen zu wollen, kann gesagt werden, daß durch die Markierung des Zentralstrahls eine erheblich größere Sicherheit erzielt worden wäre. Auch unser Verfahren verlangt wie die von *Büchner* angegebene Methode des „Tiefenlots“ den Übergang von zentralperspektivischen Größen zu rechtwinkligen Koordinaten, mit denen sich nachher leicht weiterrechnen läßt.

Es blieben jedoch einige Größen, wie z. B. die Neigung der Platte, deren Berechnung nur annäherungsweise möglich ist, so daß Wege gesucht werden mußten, mit denen ihre Ermittlung umgangen werden kann. Ob das für die Berechnung der Dosis in den internationalen Punkten A, B, C und D allgemein übliche Verfahren auch für unseren Fall der individuellen Dosisermittlung durch Markierung der Präparatmittelpunkte in den Projektionsbildern des Trägers benutzt werden kann und ob dabei die erwünschte Genauigkeit erreicht werden kann, wird zur Zeit noch geprüft.

Die Vorteile eines derartigen Vorgehens würden nicht nur darin liegen, daß der zur Auswertung erforderliche mathematische Apparat vereinfacht wird, sondern daß es auch gleichgültig ist, ob der Berechnung Aufnahmen aus verschiedenen Fokusdistanzen oder stereoskopische Aufnahmen zugrunde gelegt werden sollen.

Eines muß auf jeden Fall festgehalten werden: Jede Individualisierung der therapeutischen Maßnahmen, d. h. die Aufstellung eines individuellen Bestrahlungsplanes, erfordert ein nicht unerhebliches Maß von Mehrarbeit gegenüber den bisher üblichen Standardmethoden. Es muß dem Bearbeiter überlassen werden, ob er diese Mehrarbeit in eine mühsame vorangehende Konstruktion mehr oder weniger komplizierter Auswertegeräte steckt, die die spätere Bearbeitung erleichtern, oder ob er den Wunsch hat, auf rein rechnerischem Wege vor-

zugehen. Es kann sich dann nur darum handeln, Aufnahmetechnik und Auswerteverfahren so aufeinander abzustimmen, daß einerseits die Aufnahmen, die ja die Grundlage der Auswertung bilden, möglichst einfach herzustellen sind und daß andererseits der Aufwand beim Ausmessen der Bilder und bei der Berechnung nicht unerträglich groß wird.

Wir glauben zu der Aussage berechtigt zu sein, daß unter Berücksichtigung der vorgeschlagenen Verbesserungen auch unsere Methode dazu geeignet ist, die Dosis an der Beckenwand mit einer solchen Sicherheit zu ermitteln, daß der Radiologe seine therapeutischen Maßnahmen darauf aufbauen kann.

Zusammenfassung

Bei gynäkologischer Radiumbehandlung hängt die Dosis an der Beckenwand von der räumlichen Orientierung des Radiumträgers ab. Sie läßt sich für einen Punkt errechnen, wenn a) die Isodosenverteilung um den aus Platte und Stift bestehenden Träger, b) der Winkel zwischen der Strecke Beckenpunkt—Plattenmitte und der Stiftachse und c) die Entfernung des Plattenmittelpunktes von diesem Punkt bekannt sind. Es lagen 145 a-p-Aufnahmepaare aus verschiedenen Fokusdistanzen vor, aus denen als Modellfall die Dosen an den beiden Endpunkten des Beckenquerdurchmessers durch Ermittlung dieser Größen zu bestimmen waren. Aus der eingehenden Erörterung der Fehlermöglichkeiten, die sich im Zuge der Bearbeitung der Aufnahmen herausstellten und die dazu führten, daß nur 25 Paare zu Ende gerechnet werden konnten, werden Verbesserungsvorschläge abgeleitet. Diese lassen erhoffen, daß das Verfahren an Zuverlässigkeit gewinnt und auch auf diejenigen Fälle angewandt werden kann, bei denen keine Isodosenkarten vorliegen.

Summary

In the gynecological radium treatment the dose at the pelvis wall depends on the situation of the radium carrier. The dose active at a certain point can be calculated, if there are known a) the isodose distribution around the carrier, which consists of plate and pin, b) the angle between the straight line from the pelvis point to the plate centre and the pin axis, and c) the distance of the plate centre from the assumed point of the pelvis. Of 145 couples of a-p-radiograms taken with different focus distances the doses at both ending points of the transversal pelvis diameter as a model case had to be determined by ascertaining the described data. In a detailed discussion of the sources of faults which turned out while the radiograms were dealt with, and in consequence of which the final results could be calculated only of 25 couples, the author makes proposals concerning the improvement of the method. These suggestions rouse the hope that the proceeding will win reliability and becomes applicable also to those cases for which isodose charts do not exist.

Résumé

En curiethérapie gynécologique, la dose à la paroi du bassin dépend de l'orientation spatiale de l'appareil radifère. On peut l'établir pour un point déterminé d'après les données suivantes: a) la répartition des isodoses autour de l'appareil constitué d'une partie en disque plat et d'une tige, b) l'angle compris entre le point déterminé du bassin, le centre du disque et l'axe de la tige, c) la distance entre le point central du disque et le point envisagé. D'après 145 paires de mensurations radiographiques antéro-postérieures pratiquées à différentes distances du foyer, il fallait déterminer pour un cas typique, les doses aux deux extrémités du diamètre transversal du bassin. Une étude détaillée des sources d'erreur possibles, d'après ces mesures, aboutit à une élimination telle qu'il ne restait que 25 paires. L'autrice propose des améliorations laissant espérer une plus grande sûreté du procédé. Celui-ci pourrait être même utilisé dans les cas où on ne dispose pas de diagrammes d'isodoses.

Schrifttum

1. *Bishop, P. A.*: Amer. J. Roentgenol. 71 (1954): 267. — 2. *Büchner, H.*: Fortschr. Röntgenstr. 74 (1951): 498. — 3. Ders.: ebenda 77 (1952): 478. — 4. Ders.: ebenda 78 (1953): 205. — 5. Ders.: ebenda 80 (1954): 653. — 6. Ders.: ebenda 83 (1955): 266. — 7. *Bumiller, H.*: Fortschr. Röntgenstr. 75 (1951): 481. — 8. *Caldwell, W. E., H. C. Moloy u. P. C. Svenson*: Amer. J. Roentgenol. 41 (1939): 305. — 9. *Christensen, H.*: Acta radiol. 20 (1939): 137. — 10. *Clifford, S. H.*: W. Va. med. J. 31 (1935): 401. — 11. *Dyroff, R.*: Fortschr. Röntgenstr. 40 (1929): 46 u. 48 (Kongr.-Heft Wien). — 11 a. Ders.: Die Stereomessung in Geburtshilfe und Gynäkologie, Arch. Gynäk. 137 (1929): 894 (Kongr.-Ber. 1929). — Ders.: Die moderne Beckenmessung im Dienste des prakt. Arztes, Münch. med. Wschr. 77 (1930): 1648. — Ders.: Die Verfahren zur röntgenologischen Beckenmessung und ihre Bedeutung für die Geburtshilfe, Radiol. Rdsch. 1 (1933): 283. — Ders.: Leistungsfähigkeit der stereogrammetrischen Beckenmessung bei Grenzfällen, Med. Klin. 29 (1933): 1475. — Ders.: Die Bedeutung der röntgenstereogrammetrischen Beckenmessung für die Indikationsstellung zum Kaiserschnitt, Intern. Kongr. f. Stereogrammetrie, Paris 1935. — 12. *Farr, R. F.*: Brit. J. Radiol. 26 (1953): 429. — 13. *Fletcher, G. H., R. J. Shalek, J. A. Wall u. F. G. Bloedorn*: Amer. J. Roentgenol. 68 (1952): 935. — 14. *Fletcher, G. H., J. A. Wall, F. G. Bloedorn, R. J. Shalek u. P. Wootton*: Radiology 61 (1953): 885. — 15. *Fürstenau, R.*: Fortschr. Röntgenstr. 11 (1907): 281. — 16. *Garcia, M.*: Amer. J. Roentgenol. 73 (1955): 35. — 17. *Hanf, G.*: Die Isodosen der gebräuchlichsten Radiumkombinationen bei der Behandlung gynäkologischer Karzinome, Dissertation, Erlangen 1952. — 18. *Hasselwander, A.*: Fortschr. Röntgenstr. 24 (1916/17): 345. — 19. *Hodges, P. C.*: Amer. J. Roentgenol. 37 (1937): 644. — 20. *Hodges, P. C., u. R. J. Nichols*: Radiology 53 (1949): 238. — 21. *Isaacs, J.*: Amer. J. Roentgenol. 63 (1950): 669. — 22. *Kligerman, M. M., u. J. D. Richmond*: Amer. J. Roentgenol. 70 (1953): 750. — 23. *Kottmeier, H. L.*: J. Fac. Radiol. 2 (1951): 312. — 24. *Lederman, M., u. L. F. Lamerton*: Brit. J. Radiol. 21 (1948): 11. — 25. *Lewis, G. C., R. H. Chamberlain, J. Hale u. F. L. Payne*: Amer. J. Roentgenol. 72 (1954): 975. — 26. *Malvoisin, J.*: J. Radiol. Electrol. 36 (1955): 87. — 27. *Meredith, W. J., u. H. M. Parker*: Brit. J. Radiol. 12 (1939): 499. — 28. *Meredith, W. J.*: Radiology 54 (1950): 386. — 29. *Moloy, H. C.*: Amer. J. Roentgenol. 30 (1933): 111. — 30. *Mussell, B. C.*: Brit. J. Radiol. 29 (1956): 402. — 31. *Nürnberg, S.*: Fortschr. Röntgenstr. 83 (1955): 63. — 32. *Remold, F., u. A. Siebert*: Strahlentherapie 87 (1952): 481. — 33. *Reuß, A.*: Ein Verfahren zur Ermittlung der Dosisbelastung in Blase und Darm bei gynäkologischer Radiumbehandlung (Vortrag Wintertagg. Bayer. Röntgenges., Nürnberg 1955). — 34. *Schoen, D., u. H. E. Magnus*: Fortschr. Röntgenstr. 78 (1953): 196. — 35. *Thoms, H.*: Radiology 21 (1933): 125. — 36. Ders.: Radiogr. Clin. Photogr. 13 (1937): 10. — 37. *Tod, M., u. W. J. Meredith*: Brit. J. Radiol. 26 (1953): 252. — 38. *Trendelenburg, W.*: Wien. klin. Wschr. 28 (1915): 169. — 39. *Wintz, H., u. R. Dyroff*: Das Pneumoperitoneum in der Gynäkologie, Leipzig 1924. — 40. *Wolf, B. S., u. R. Loevinger*: Radiology 63 (1954): 220.

Ich danke Herrn Dr. *Reuß*, Erlangen, für seine Unterstützung bei Durchführung dieser Arbeit.

Lebenslauf

Ich wurde am 20. August 1932 als erstes Kind des Dentisten Alfred Hanf und seiner Frau Grete in Aussig an der Elbe geboren. Von 1938 bis 1942 besuchte ich die Volksschule, anschließend trat ich in die Aussiger Oberschule für Mädchen ein. In den letzten Wochen des Krieges wurde dort der Unterricht eingestellt; wenige Monate später mußten wir das Sudetenland verlassen und kamen schließlich nach Kulmbach. Dort besuchte ich, nachdem die Schulen im März 1946 wiedereröffnet worden waren, das Städtische Mädchenlyzeum. Im August 1946 wurden wir nach Zirndorf bei Nürnberg umgesiedelt, und dort trat ich in die Fürther Mädchen-Oberrealschule ein, wo ich bis zum Abitur im Juni 1950 blieb. Im nächsten Wintersemester begann ich in Erlangen Zahnmedizin zu studieren. 1952 legte ich das Physikum ab, heiratete im gleichen Jahr und unterbrach dann das Studium nach dem fünften Semester wegen der Geburt unseres Sohnes. Von November 1953 an besuchte ich wieder die Vorlesungen und legte im Winter 1954/55 in Erlangen das zahnmedizinische Staatsexamen ab. Danach war ich ein Vierteljahr als Assistentin in der zahnärztlichen Praxis meines Vaters tätig. Seither habe ich meinen Beruf aus familiären Gründen noch nicht wieder ausüben können.